

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 102 49 239.5

**Anmeldetag:** 23. Oktober 2002

**Anmelder/Inhaber:** Philips Intellectual Property & Standards GmbH,  
Hamburg/DE  
(vormals: Philips Corporate Intellectual Property  
GmbH)

**Bezeichnung:** Magnetresonanz-Bildgerät mit elektrischer Zusatz-  
einrichtung

**IPC:** G 01 R 33/34

BEST AVAILABLE COPY

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-  
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 03. Juli 2003  
Deutsches Patent- und Markenamt  
Der Präsident  
Im Auftrag

Jerofsky

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



## BESCHREIBUNG

### Magnetresonanz-Bildgerät mit elektrischer Zusatzeinrichtung

Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanz-Bildgerät mit einer oder mehreren elektrischen Zusatzeinrichtungen wie zum Beispiel HF-Körperspulen oder Kathetern mit Spulenelementen, die zur Anwendung bei der Untersuchung eines Patienten oder eines anderen Objektes dienen, sowie mit einer Verbindungsleitung, die durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich des Magnetresonanz-Bildgerätes zu führen ist und die zur Verbindung der Zusatzeinrichtung mit einer Anschlusseinheit wie zum Beispiel einer Versorgungs- oder Steuereinheit vorgesehen ist.

10

Magnetresonanz- (MR) Bildgeräte werden insbesondere zur Untersuchung und Behandlung von Patienten verwendet. Dabei werden die von einem stationären Grundmagnetfeld ( $B_0$ -Feld) ausgerichteten Kernspins des zu untersuchenden Gewebes durch HF-Pulse ( $B_1$ -Feld) angeregt. Die dadurch ausgelösten Relaxationssignale werden zur Lokalisierung Gradient-Magnetfeldern ausgesetzt und empfangen, um daraus in bekannter Weise ein Bild des untersuchten Gewebes zu erzeugen.

15

Es werden im wesentlichen zwei Bauformen unterschieden, nämlich die sogenannten offenen MR-Systeme (Vertikalsysteme), bei denen ein Patient in einen zwischen den Enden eines C-Arms liegenden Untersuchungsraum eingebracht wird und somit auch während der Untersuchung oder Behandlung von fast allen Seiten frei zugänglich ist, sowie MR-Systeme mit einem rohrförmigen Untersuchungsraum (Axialsysteme), in den der Patient hineingeschoben wird.

20

Zum Senden der HF-Signale und zum Empfangen der Relaxationssignale dienen HF-Spulanordnungen. Neben den fest in dem MR-Bildgerät eingebauten HF-Spulanordnungen kommen auch HF-Körperspulen zum Einsatz, die flexibel, zum Beispiel als Manschette oder Pad um bzw. an den zu untersuchenden Bereich gelegt werden können.

25

Weiterhin kommen Katheter zum Einsatz, die zum Beispiel zur Entnahme einer Gewebeprobe während der Bilderzeugung in den Patienten eingeführt werden und die zur Lokalisierung in dem erzeugten Bild ein Spulenelement, einen Oszillator o. ä. im Bereich ihrer Spitze aufweisen.

5

Zusatzeinrichtungen dieser und anderer Art sind über eine elektrische Verbindungsleitung mit einer außerhalb des Untersuchungsbereiches liegenden Anschlusseinheit, insbesondere einer Versorgungs-, Empfangs- und / oder Steuereinrichtung zu verbinden.

10

Problematisch ist dabei die Tatsache, dass durch das von den HF-Spulenordnungen erzeugte elektrische Feld in der zu der betreffenden Zusatzeinrichtung führenden elektrischen Verbindungsleitung HF-Ströme induziert werden, die nicht nur die Gefahr von Störungen oder Zerstörungen der Zusatzeinrichtung und der Anschlusseinheit beinhalten, sondern insbesondere zu einer beträchtlichen Erwärmung der Verbindungs-

15

leitung und im Falle von Körperspulen und Kathetern zu Verbrennungen des Patienten führen können, wenn die Leitungen dem Patienten zu nahe kommen.

Aus der US-PS 6,284,971 sind verschiedene Koaxialkabel zur Anwendung bei der Magnetresonanz-Bildgebung bekannt, bei denen die Gefahr von Verbrennungen eines

20

Benutzers durch verschiedene Gestaltungen der äußeren Abschirmung des Kabels vermieden werden soll. Diese äußere Abschirmung besteht aus einem zylindrischen inneren, den Leiter umgebenden Abschirmungsteil sowie einem segmentierten äußeren Abschirmungsteil, die beide miteinander verbunden sind. Zwischen diesen Abschir-

25

mungsteilen kann sich ein dielektrisches Material mit einer relativ hohen Dielektrizitätskonstante befinden. Bei anderen Ausführungsformen befinden sich an den Enden der segmentierten äußeren Abschirmungsteile leitende Elemente, oder diese Enden sind über einen Kondensator mit dem inneren Abschirmungsteil verbunden.

30

Diese Kabelstrukturen sind allerdings relativ voluminös, aufwendig und teuer, und die damit erzielbaren Ergebnisse im Hinblick auf eine Unterdrückung von durch die HF-Pulse induzierten Signalen sind insbesondere bei hohen HF-Feldstärken häufig ungenügend.

Eine allgemeine Aufgabe, die der Erfindung zugrunde liegt, besteht deshalb darin, nach einer Möglichkeit zu suchen, mit der die Gefahr, die von durch einen Untersuchungsbereich eines Magnetresonanz-Bildgerätes geführten Leitungen aufgrund deren Erwärmung für einen Patienten ausgehen kann, zumindest weitgehend vermieden wird.

5

Insbesondere soll ein Magnetresonanz-Bildgerät mit einer oder mehreren Zusatzeinrichtungen wie HF-Körperspulen und Kathetern geschaffen werden, bei denen die durch HF-Pulse ( $B_1$ -Feld) in den Verbindungsleitungen zu diesen Zusatzeinrichtungen induzierten Ströme keine Gefahr für den Patienten oder die Zusatzeinrichtung bzw. die

10 Anschlusseinheit darstellen.

Weiterhin soll eine Zusatzeinrichtung der oben genannten Art mit einer elektrischen Verbindungsleitung geschaffen werden, mit der bei Anwendung in einem Untersuchungsbereich eines MR-Bildgerätes eine zumindest weitgehend störungsfreie Ver-

15

bindung mit einer Anschlusseinheit wie zum Beispiel einer Versorgungs-, Empfangs- und / oder Steuereinrichtung möglich ist, ohne dass die Gefahr von Verbrennungen eines Patienten durch die Verbindungsleitung oder von Schäden der Anschlusseinheit durch in der Verbindungsleitung induzierte HF-Ströme besteht.

20

Gelöst wird die Aufgabe gemäß Anspruch 1 mit einem Magnetresonanz-Bildgerät mit mindestens einer elektrischen Zusatzeinrichtung zur Anwendung bei der Untersuchung eines Objektes sowie einer Verbindungsleitung, die durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich des Magnetresonanz-Bildgerätes zu führen ist und die zur Verbindung der Zusatzeinrichtung mit einer Anschlusseinheit vorgesehen ist, wobei in

25

die Verbindungsleitung mindestens ein Leitungsabschnitt mit einer durch mindestens ein induktives Kopplungselement begrenzten Länge von ungleich  $n \cdot \lambda / 2$  geschaltet ist, und wobei  $\lambda$  die HF-Wellenlänge bezeichnet und  $n = 1, 2, 3, \dots$  ist.

Die Aufgabe wird ferner mit einer HF-Körperspule als Zusatzeinrichtung gemäß

30

Anspruch 10 und mit einem Katheter mit Sende- und / oder Empfangseinheit als Zusatzeinrichtung gemäß Anspruch 11 gelöst.

Besondere Vorteile dieser Lösungen bestehen u.a. darin, dass eine Gefährdung des Patienten durch eine Erwärmung der Verbindungsleitung zuverlässig für nahezu alle Feldstärken des HF-Feldes ausgeschlossen ist und die Verbindungsleitung somit direkt im Bett des Patienten verlegt werden kann. Auch die Gefahr einer Beschädigung einer an die Verbindungsleitung angeschlossenen Anschlusseinheit, insbesondere aufgrund von in der Verbindungsleitung induzierten HF-Strömen ist zumindest weitgehend ausgeschlossen. Ferner sind im Vergleich zu anderen Lösungen, wie zum Beispiel einer optischen Übertragungsstrecke mit Glasfasern, wesentlich geringere Modifikationen an den zu verbindenden Komponenten erforderlich. Schließlich kann die erfindungsgemäße Verbindungsleitung auch mit einem sehr geringen Querschnitt (zum Beispiel weniger als 2 mm) realisiert werden, der insbesondere im Hinblick auf die Anwendung mit Kathetern von Bedeutung ist.

Die Unteransprüche haben vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung zum Inhalt.

15

Mit der Ausführung gemäß Anspruch 2 wird die Wärmeentwicklung um den Leitungsabschnitt besonders wirksam unterdrückt.

Die Ansprüche 3 bis 5 beinhalten bevorzugte Ausführungsformen des induktiven Kopplungselementes, während Anspruch 6 bevorzugte Ausführungsformen der Verbindungsleitung beschreibt.

20

Die Ausführungsform gemäß Anspruch 7 ist insbesondere dann vorteilhaft, wenn über die Verbindungsleitung auch eine Gleichspannung geführt werden soll.

25

Mit der Ausführungsform gemäß Anspruch 8 wird die Übertragung der auszuwertenden Signale, wie zum Beispiel der durch eine Körperspule erfassten MR-Relaxationssignale, weiter verbessert.

30 Anspruch 9 beinhaltet schließlich zwei bevorzugte Zusatzeinrichtungen.

Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der folgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen anhand der Zeichnung.  
Es zeigt:

5 Fig. 1 eine schematische Seitenansicht eines MR-Bildgerätes;

Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Zusatzeinrichtung;

Fig. 3 ein erstes Ersatzschaltbild einer erfindungsgemäßen Verbindungsleitung;

10

Fig. 4 eine schematische Darstellung einer ersten Ausführungsform der Verbindungsleitung;

Fig. 5 eine schematische Darstellung einer zweiten Ausführungsform der

15 Verbindungsleitung;

Fig. 6 einen in der Verbindungsleitung gemäß den Figuren 4 und 5 verwendeten Transformator;

20 Fig. 7 eine schematische Darstellung einer dritten Ausführungsform der Verbindungsleitung; und

Fig. 8 ein zweites Ersatzschaltbild einer erfindungsgemäßen Verbindungsleitung.

25 Figur 1 zeigt die wesentlichen, die Erzeugung und Erfassung von Magnetfeldern in einem Untersuchungsbereich 1 betreffenden Komponenten eines offenen MR-Bildgerätes. Oberhalb und unterhalb des Untersuchungsbereiches 1 befinden sich jeweils Magnetanordnungen 2, 3, die zur Erzeugung eines im wesentlichen homogenen Grundmagnetfeldes ( $B_0$ -Feld zur Magnetisierung des Untersuchungsobjektes, d. h. zur  
30 Ausrichtung der Kernspins) dienen, dessen magnetische Flussdichte (magnetische

Induktion) in der Größenordnung von einigen Zehntel Tesla bis einigen Tesla liegen kann. Das Grundmagnetfeld tritt dabei im wesentlichen in einer Richtung senkrecht zur Längsachse eines Patienten P (d. h. in x-Richtung) durch diesen hindurch.

- 5 Zur Erzeugung von HF-Pulsen ( $B_1$ -Feld) mit der MR-Frequenz, mit denen die Kernspins in dem zu untersuchenden Gewebe angeregt werden, dienen flache oder zumindest flächenartige HF-Leiterstrukturen ("Flächenresonatoren") in Form von HF-Sendespulen 4, die jeweils an den Magnetanordnungen 2 oder 3 angeordnet sind. Zur Erfassung von sich daran anschließenden Relaxationsvorgängen in dem Gewebe dienen
- 10 HF-Empfangsspulen 5, die ebenfalls Flächenresonatoren an einer der Magnetanordnungen 2; 3 sein können. Durch entsprechendes Umschalten kann zum Senden und Empfangen auch ein gemeinsamer HF-Flächenresonator verwendet werden, oder es dienen beide HF-Flächenresonatoren 4, 5 zum abwechselnden gemeinsamen Senden und Empfangen.
- 15 Zur räumlichen Unterscheidung und Auflösung der von dem Gewebe eines Patienten P ausgehenden Relaxationssignale (Lokalisierung der angeregten Zustände) sind ferner mehrere Gradient-Magnetfeldspulen 7, 8 vorgesehen, mit denen drei in Richtung der x-Achse verlaufende Gradient-Magnetfelder erzeugt werden. Ein erstes Gradient-Magnet-
- 20 feld ändert sich dabei im wesentlichen linear in Richtung der x-Achse, ein zweites Gradient-Magnetfeld ändert sich im wesentlichen linear in Richtung der y-Achse, und ein drittes Gradient-Magnetfeld ändert sich im wesentlichen linear in Richtung der z-Achse.
- 25 Für bestimmte Untersuchungen sind elektrische Zusatzeinrichtungen erforderlich. Dies sind zum Beispiel HF-Körperspulen 6, die zusätzlich oder alternativ zu den flächenartigen HF-Empfangsspulen 5 verwendet werden und die als HF-Empfangsspule direkt an den Patienten P bzw. den zu untersuchenden Bereich angelegt werden. Diese HF-Körperspulen 6 sind im allgemeinen flexibel und in Form von Pads oder Manschetten
- 30 ausgebildet.

Weiterhin wird zur Durchführung der Behandlung des Patienten P oder zur Entnahme einer Gewebeprobe oder zur Bestimmung von Gewebeparametern in vielen Fällen ein Katheter 10 verwendet, der in den Patienten eingeführt wird und dessen Position auf einem Bildschirm sichtbar gemacht werden muss.

5

Zu diesem Zweck sind verschiedene passive und aktive Verfahren bekannt.

10

Bei einem passiven Verfahren, wie es zum Beispiel aus der WO 99/19739 beschrieben wird, können ein oder mehrere kleine resonante Schwingkreise an der Katheterspitze aufgrund der Tatsache in dem MR-Bild sichtbar gemacht werden, dass diese während der MR-Bilderzeugung eine Erhöhung des Hochfrequenzfeldes ( $B_1$ -Feld) in ihrer unmittelbaren Umgebung bewirken und damit auch die Magnetisierung der benachbarten Kernspins erhöhen. Die Sende- und / oder Empfangseinheit 11 ist dabei im einfachsten Fall eine Empfangsspule. Sie kann jedoch zusätzlich auch Sensoren

15

beinhalten, die bestimmte Eigenschaften des umgebenden Gewebes erfassen.

20

Bei einem aktiven Verfahren kann zum Beispiel mit einer Umschalteinheit 41, die mit einem ersten Ausgang A an den Katheter 10 und mit einem zweiten Ausgang B an die HF-Sendespulen 4 angeschlossen ist, alternierend zwischen zwei Betriebsarten umgeschaltet werden. In der ersten Betriebsart wird mit dem MR-Gerät in bekannter Weise ein MR-Bild erzeugt, während in der zweiten Betriebsart mit einer an der Katheterspitze angeordneten, aktivierten Sende- und / oder Empfangseinheit 11 durch Aussenden von HF-Pulsen eine lokale Kernmagnetisierung angeregt und die dadurch entstehenden Relaxationsvorgänge mit den HF-Empfangsspulen 5; 6 empfangen werden. Das empfangene Signal dient wiederum dazu, die Position der Katheterspitze in das MR-Bild einzublenden.

25

In Figur 2 ist eine Zusatzeinrichtung in Form eines Katheters schematisch dargestellt. An der Spitze des Katheters (oder an einer von dieser etwas beabstandeten Stelle) ist die Sende- und / oder Empfangseinheit 11 zum Beispiel in Form eines Mikrochips angeordnet, auf dem die erforderlichen Komponenten (und ggf. auch die Sensoren) realisiert

30



sind. An dem außerhalb des Patienten liegenden anderen Ende des Katheters befindet sich eine Anschlusseinheit 12 in Form einer Versorgungseinheit und / oder einer Empfangs- und / oder Steuereinrichtung, die über eine durch den Katheter geführte Verbindungsleitung 13 mit der Sende- und / oder Empfangseinheit 11 verbunden ist und  
5 über die die Sende- und / oder Empfangseinheit 11 aktiviert und ggf. die Messwerte der Sensoren übertragen werden.

Im Falle einer Zusatzeinrichtung in Form von HF-Körperspulen 6 sind diese ebenfalls mittels einer elektrischen Verbindungsleitung 13 mit einer entsprechenden Anschlusseinheit 12 (Versorgungs-, Empfangs- und / oder Steuereinrichtung) verbunden.  
10

Figur 3 zeigt ein erstes elektrisches Ersatzschaltbild einer erfindungsgemäßen Verbindungsleitung 13, anhand der das Funktionsprinzip der in den Figuren 4, 5 und 7 gezeigten Ausführungsformen erläutert werden soll.

15

Die durch die HF-Sendespulen 4 abgestrahlten HF-Pulse ( $B_1$ -Feld) induzieren zum Beispiel in einer HF-Körperspule 6 sowie in dem Teil der Verbindungsleitung 13, der durch das Feld der HF-Sendespulen 4 läuft, ein Gleichtaktsignal, das in dem Ersatzschaltbild durch eine erste Spannungsquelle  $U_1$  erzeugt wird. Das Gleichtaktsignal  
20 (Common-Mode Signal) hat einen entsprechenden ersten Strom  $I_1$  in der Verbindungsleitung 13 zur Folge. Die durch die anschließenden MR-Relaxationsvorgänge in der HF-Körperspule 6 induzierten Signale (Differential-Mode Signale) werden in dem Ersatzschaltbild durch eine zweite Spannungsquelle  $U_2$  (Nutzspannung) repräsentiert und führen in der Verbindungsleitung 13 zu einem zweiten Strom  $I_2$ .

25

Die Verbindungsleitung 13 weist mehrere Leitungsabschnitte 131, 132,... auf. Die Länge dieser Abschnitte ist ungleich  $n \cdot \lambda / 2$  ( $n = 1, 2, 3, \dots$ ), wobei  $\lambda$  die Wellenlänge darstellt, mit der die HF-Pulse ausgesandt werden. Die Abschnitte 131, 132,... sind somit nichtresonant für das Gleichtaktsignal. Die Länge der Abschnitte ist vorzugsweise möglichst  
30 gering liegt und insbesondere zwischen  $\lambda / 4$  und  $\lambda / 8$ .

Zur Verbindung der einzelnen Leitungsabschnitte 131, 132,.. miteinander dienen jeweils Transformatoren 141, 142,..., über die die Differential-Mode Signale übertragen und somit über die Verbindungsleitung 13 geführt werden können. Die Transformatoren 141, 142, sind so dimensioniert, dass die Koppelkapazität C zwischen der Primär- und der

5 Sekundärseite möglichst gering und vorzugsweise nicht kleiner als  $j250 \text{ Ohm}$  (bzw. betragsmäßig größer als  $250 \text{ Ohm}$ ) ist.

Damit wird eine nennenswerte Temperaturerhöhung im Bereich des Patienten auch bei hohen HF-Feldstärken (zum Beispiel 3 Tesla) sowie bei einer großen Anzahl von HF-

10 Sendespulen 4 verhindert und eine Beschädigung oder Störung der Zusatzeinrichtung 6 und der Anschlusseinheit 12 vermieden.

In dem Fall, in dem die HF-Körperspule aus einer Mehrzahl von einzelnen Leiterabschnitten (Antennenabschnitte) zusammengesetzt ist, die zur Erzielung bestimmter

15 Empfangscharakteristiken mittels Dioden miteinander verbunden bzw. voneinander getrennt werden können, kann die Leistungsversorgung und das Schalten der Dioden mit Wechselspannungssignalen, die von der Anschlusseinheit 12 erzeugt werden, über die Verbindungsleitung 13 erfolgen. Bei einer Frequenz von zum Beispiel 2 MHz der Leistungsversorgung und von zum Beispiel 20 MHz der Schaltspannung (d. h. deutlich

20 außerhalb des Bereiches der MR-Frequenz, jedoch innerhalb der Übertragungs-Bandbreite der Verbindungsleitung) hat die Verbindungsleitung 13 insoweit keine nennenswerte Dämpfung.

Die Realisierung der Verbindungsleitung 13 ist zum Beispiel mit der in Figur 4 gezeigten ersten Ausführungsform möglich. Es handelt sich dabei um eine Zweidraht-Leitung

25 (zum Beispiel ein Twisted-pair), von der drei Leitungsabschnitte 131, 132, 133 dargestellt sind. Die Leitungsabschnitte sind über jeweils einen Transformator 141, 142 miteinander gekoppelt, dessen Primär- bzw. Sekundärwicklung L1, L2 den jeweiligen Leitungsabschnitt abschließt. Optional können die Leitungsabschnitte 131, 132, 133 mit

30 einer Abschirmung 151, 152, 153 versehen sein, wobei sich die Abschirmungen im Bereich der Transformatoren 141, 142 kontaktlos überlappen.

Figur 5 zeigt schematisch eine zweite Ausführungsform der Erfindung, bei der anstelle der in Figur 4 gezeigten Zweidraht-Leitung ein Koaxialkabel als Verbindungsleitung 13 verwendet wird. In diesem Fall sind die Primär- bzw. Sekundärwicklungen L1, L2 der Transformatoren 141,... zwischen den Leiter Lt und die Abschirmung A der einzelnen  
5 Abschnitte des Koaxialkabels geschaltet.

Die Transformatoren 141, 142 können gemäß Figur 6 zum Beispiel einen Toroid T aufweisen, auf den die Primärwicklung L1 und die Sekundärwicklung L2 gewickelt ist. Die beiden Wicklungen L1, L2 können auch den gesamten Toroid T umspannen und  
10 übereinander gelegt werden.

Das Material des Toroid T sollte eine möglichst niedrige relative Dielektrizitätskonstante aufweisen, und die Wicklungsdrähte sollten möglichst dünn sein. Damit kann eine Dämpfung von weniger als 1 dB erzielt werden. Bei Transformatoren, die außer-  
15 halb des Wirkungsbereiches des Grundmagnetfeldes liegen, kann der Toroid auch aus einem magnetischen Material hergestellt sein, mit dem besonders gute Eigenschaften erzielt werden.

Alternativ dazu kann gegebenenfalls auch auf einen metallischen Transformatorkern :  
20 verzichtet werden und der Transformator aus Luftspulen gebildet sein, die um einen aus geschäumtem Material hergestellten Träger gewickelt sind.

An den beiden Enden der Verbindungsleitung 13 können die Transformatoren als Teil der HF-Körperspule 6 (oder einer Sende- und / oder Empfangseinheit 11 eines Katheters  
25 10) bzw. eines Steckverbinders an der Anschlusseinheit 12 ausgebildet sein.

Wenn aus mechanischen oder anderen Gründen die (diskreten) Transformatoren 141, 142,... entlang der Verbindungsleitung 13 nicht gewünscht sind, so besteht die Möglich-  
keit, diese in Form von Leiterschleifen 161, 162,... zu realisieren. Eine solche dritte  
30 Ausführungsform der Verbindungsleitung 13 ist in Figur 7 dargestellt, die insbesondere dann vorteilhaft ist, wenn die Verbindungsleitung 13 einen besonders kleinen Querschnitt haben soll.

Auch diese Verbindungsleitung 13 setzt sich aus einer Mehrzahl von Leitungsabschnitten 131, 132, 133 mit zwei Adern zusammen, die jeweils an den Enden jedes Leitungsabschnitts kurzgeschlossen sind. Die Leitungsabschnitte sind wiederum induktiv miteinander gekoppelt. Zu diesem Zweck dienen die genannten Leiterschleifen 161, 162, die jeweils über Endbereiche von benachbarten Leitungsabschnitten 131, 132 bzw. 132, 133 usw. gelegt sind. Die Realisierung dieser Verbindungsleitung 13 kann zum Beispiel mit einer streifenförmigen Platine oder einem anderen, auch flexiblen Trägermaterial (zum Beispiel einer Folie) erfolgen, die / das auf der einen Seite die Leitungsabschnitte 131, 132, 133,... und auf der anderen Seite die Leiterschleifen 161, 162,... trägt.

Optional können auch bei dieser dritten Ausführungsform Abschirmungen 171, 172; 173, 174 vorgesehen sein, die auf die Leiterschleifen 161, 162 und / oder die Leitungsabschnitte 131, 132, 133 gelegt werden.

15

Figur 8 zeigt schließlich ein zweites Ersatzschaltbild zur Erläuterung einer vierten Ausführungsform einer erfindungsgemäßen Verbindungsleitung.

Auch in diesem Ersatzschaltbild stellt die durch eine erste Spannungsquelle  $U_1$  erzeugte Spannung diejenige Spannung dar, die durch die von den HF-Sendespulen 4 abgestrahlten HF-Pulse in einer HF-Körperspule 6 sowie in dem Teil der Verbindungsleitung 13, der durch das Feld der HF-Sendespule 4 verläuft, induziert wird (Gleichtakt- oder Common Mode-Signal). Eine zweite Spannungsquelle  $U_2$  repräsentiert die durch die MR-Relaxationsvorgänge in der HF-Körperspule 6 induzierten (Differential-Mode-) Signale. Die beiden in Figur 8 dargestellten Leitungsabschnitte 131, 132 sind wiederum über einen Transformator mit einer Primärwicklung L1 und einer Sekundärwicklung L2 gemäß obiger Erläuterung miteinander verbunden. Der Transformator ist in Form der bekannten T-Ersatzschaltung aus einer parallelen Gegeninduktivität M der beiden Wicklungen L1, L2 sowie den seriellen Induktivitäten L1-M und L2-M dargestellt.

30

Wesentlich hierbei ist ein erster Kondensator C1, der seriell in den ersten Leitungsabschnitt 131 geschaltet ist, sowie ein zweiter Kondensator C2, der seriell in dem zweiten Leitungsabschnitt 132 liegt. Die Kapazität der Kondensatoren ist so gewählt, dass sie mit der Induktivität des Transformators einen Resonanzkreis bilden, d. h.

- 5  $1/\omega C1 = \omega L1$  und  $1/\omega C2 = \omega L2$ , und dass diese Resonanzbedingung für die Kreisfrequenz  $\omega$  eines über die Verbindungsleitung zu übertragenden Signals, d. h. für das Differential-Mode Signal, nicht jedoch für die Gleichtakt-Signale, erfüllt ist.

- 10 Damit kann eine sehr hohe und gleichzeitig sehr schmalbandige Kopplung der Leitungsabschnitte 131, 132 für die MR-Relaxationssignale erzielt werden. Außerdem kann dadurch die Koppelkapazität C zwischen den Wicklungen L1, L2 des Transformators noch geringer gehalten werden.

- 15 Sofern über die Verbindungsleitung 13 Gleichspannungssignale übertragen werden sollen, um zum Beispiel Dioden zwischen Teilen der Körperspule 6 vorzuspannen, können die beiden Kondensatoren C1, C2 sowie der dazwischen liegende Transformator mit einem ohmschen Widerstand R überbrückt werden. Dies gilt hinsichtlich der Überbrückung des Transformators sinngemäß natürlich auch für das erste Ersatzschaltbild gemäß Figur 3 (dort nicht eingezeichnet).

20

- Die beschriebenen Verbindungsleitungen haben besondere Vorteile bei der Anwendung von umschaltbaren HF-Körperspulen 6, die insbesondere bei SENSE (sensitivity encoding)-Bildgebungsverfahren verwendet werden, da einerseits, wie oben erläutert wurde, eine störungsfreie Versorgung und Umschaltung der verschiedenen Teile der HF-Körperspulen 6 mittels Dioden sowie Übertragung der empfangenen Relaxationssignale  
25 möglich ist und andererseits nicht die Gefahr besteht, dass der Patient durch Resonanzeffekte infolge der von der HF-Sendespule 4 abgegebenen HF-Leistung und der damit verbundenen Erwärmung der Verbindungsleitung 13 Verbrennungen erleidet. Die Verbindungsleitung 13 kann somit direkt im Bett des Patienten verlegt werden. Auch eine  
30 Gefährdung der Zusatzeinrichtung 6; 11 oder der Anschlusseinheit 12 ist weitgehend ausgeschlossen. Beides gilt auch für hohe HF-Feldstärken.

Die Anwendung dieser Verbindungsleitungen erfordert wesentlich geringere Systemmodifikationen als zum Beispiel die optische Übertragung der betreffenden Signale von bzw. zu den HF-Körperspulen, Kathetern oder anderen Zusatzeinrichtungen.

- 5 Insbesondere die Verbindungsleitungen 13 gemäß der ersten bis dritten Ausführungsform haben weiterhin eine im Vergleich zu bekannten Lösungen relativ große Bandbreite, so dass zum Beispiel auch mehrere Empfangssignale über eine Verbindungsleitung übertragen werden können.
- 10 Schließlich können die gleichen oder auch noch einfachere Steckverbinder zum Anschluss der Verbindungsleitung 13 an die entsprechende Anschlusseinheit 12 (Versorgungs-, Empfangs- und / oder Steuereinrichtung) verwendet werden.

PATENTANSPRÜCHE

1. Magnetresonanz-Bildgerät mit mindestens einer elektrischen Zusatzeinrichtung (6; 10, 11) zur Anwendung bei der Untersuchung eines Objektes sowie einer Verbindungsleitung (13), die durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich (1) des Magnetresonanz-Bildgerätes zu führen ist und die zur
- 5 Verbindung der Zusatzeinrichtung (6; 10, 11) mit einer Anschlusseinheit (12) vorgesehen ist, wobei in die Verbindungsleitung (13) mindestens ein Leitungsabschnitt (131, 132,...) mit einer durch mindestens ein induktives Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) begrenzten Länge von ungleich  $n \cdot \lambda / 2$  geschaltet ist, wobei  $\lambda$  die HF-Wellenlänge bezeichnet und  $n = 1, 2, 3, \dots$  ist.
- 10
2. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1, bei dem die Länge des Leitungsabschnitts (131, 132,...) im Bereich zwischen  $\lambda / 4$  und  $\lambda / 8$  liegt.
- 15
3. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1, bei dem das induktive Kopplungselement ein Transformator (141, 142,...) ist.
4. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 3, bei dem der Transformator (141, 142,...) durch einen Toroid sowie eine darauf
- 20 gewickelte Primär- und Sekundärwicklung gebildet ist.
5. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1, bei dem das induktive Kopplungselement eine Leiterschleife (161, 162,...) ist.

6. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1,  
bei dem die Verbindungsleitung (13) eine Zweidraht- oder Koaxialleitung ist.

5 7. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1,  
bei dem das induktive Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) zur Übertragung  
von Gleichspannungssignalen über die Verbindungsleitung (13) mit einem ohmschen  
Widerstand (R) überbrückt ist.

10 8. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1,  
bei dem das induktive Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) mit mindestens  
einem kapazitiven Element (C1, C2) zu einem Resonanzkreis verschaltet ist, dessen  
Resonanzbedingung für die Frequenz eines über die Verbindungsleitung (13) zu  
übertragenden Signals erfüllt ist.

15

9. Magnetresonanz-Bildgerät nach Anspruch 1,  
bei dem die Zusatzeinrichtung eine HF-Körperspule (6) oder ein Katheter (10) mit einer  
Sende- und/oder Empfangseinheit (11) ist.

20 10. Körperspule als Zusatzeinrichtung zur Anwendung bei der Untersuchung eines  
Objektes mit einem Magnetresonanz-Bildgerät, mit einer Verbindungsleitung (13), die  
zur Führung durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich (1) des  
Magnetresonanz-Bildgerätes und zur Verbindung der Körperspule (6) mit einer  
Anschlusseinheit (12) vorgesehen ist, wobei in die Verbindungsleitung (13) mindestens  
25 ein Leitungsabschnitt (131, 132,...) mit einer durch mindestens ein induktives  
Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) begrenzten Länge von ungleich  $n \cdot \lambda / 2$   
geschaltet ist, wobei  $\lambda$  die HF-Wellenlänge und  $n = 1, 2, 3, \dots$  ist.



11. Katheter (10) mit Sende- und / oder Empfangseinheit (11) als Zusatzeinrichtung zur Anwendung bei der Untersuchung eines Objektes mit einem Magnetresonanz-Bildgerät, mit einer Verbindungsleitung (13), die zur Führung durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich (1) des Magnetresonanz-Bildgerätes und zur
- 5 Verbindung der Sende- und/oder Empfangseinheit (11) mit einer Anschlusseinheit (12) vorgesehen ist, wobei in die Verbindungsleitung (13) mindestens ein Leitungsabschnitt (131, 132,...) mit einer durch mindestens ein induktives Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) begrenzten Länge von ungleich  $n \cdot \lambda / 2$  geschaltet ist, wobei  $\lambda$  die HF-Wellenlänge und  $n = 1, 2, 3, \dots$  ist.

## ZUSAMMENFASSUNG

### Magnetresonanz-Bildgerät mit elektrischer Zusatzeinrichtung

- Es wird ein Magnetresonanz-Bildgerät mit einer oder mehreren elektrischen Zusatzeinrichtungen, wie zum Beispiel Kathetern (10) oder HF-Körperspulen (6), die zur Anwendung bei der Untersuchung eines Objektes dienen, sowie einer Verbindungsleitung (13) beschrieben, die zur Führung durch einen einem HF-Feld aussetzbaren Untersuchungsbereich (1) des Magnetresonanz-Bildgerätes und zur Verbindung der Zusatzeinrichtung mit einer Anschlusseinheit (12) vorgesehen ist. Zur Vermeidung einer Erwärmung der Verbindungsleitung (13) infolge von durch das HF-Feld in der Verbindungsleitung induzierten Strömen, die Verletzungen eines Patienten oder Beschädigungen der Zusatzeinrichtung oder der Anschlusseinheit (12) verursachen können, ist in die Verbindungsleitung (13) mindestens ein Leitungsabschnitt (131, 132,...) mit einer durch mindestens ein induktives Kopplungselement (141, 142,...; 161, 162,...) begrenzten Länge von ungleich  $n \cdot \lambda / 2$  geschaltet, wobei  $\lambda$  die HF-Wellenlänge und  $n = 1, 2, 3, \dots$  ist.

(Fig. 1)

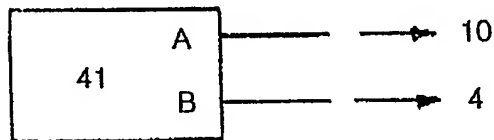
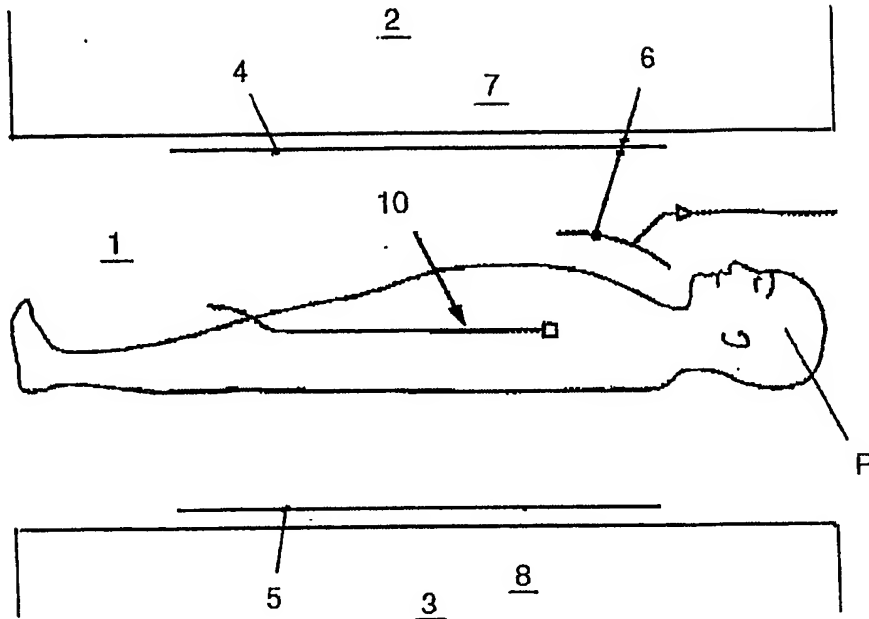


FIG. 1

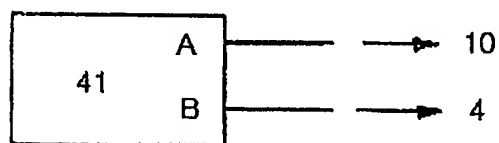
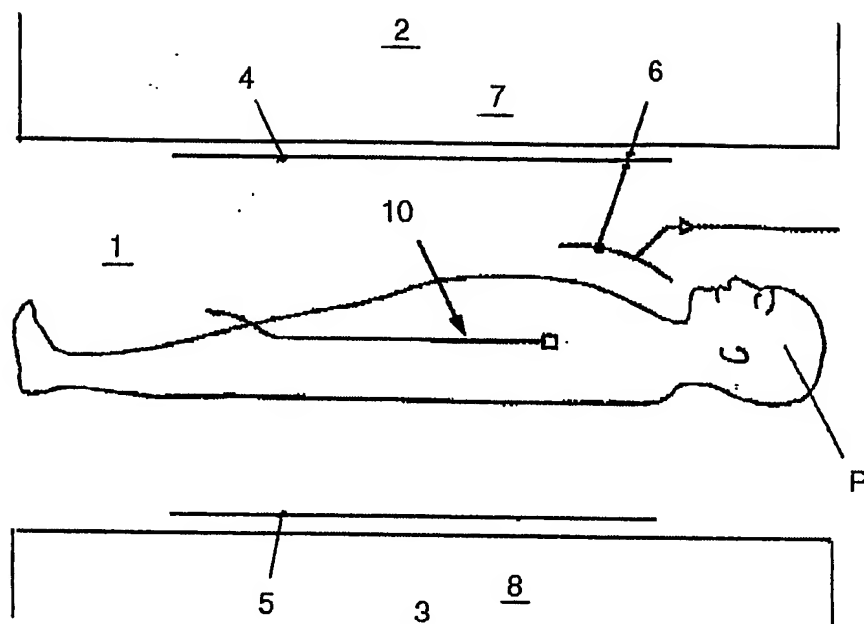


FIG. 1

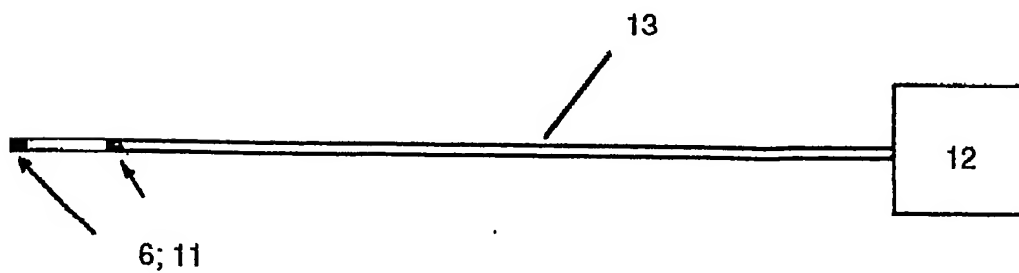


FIG. 2

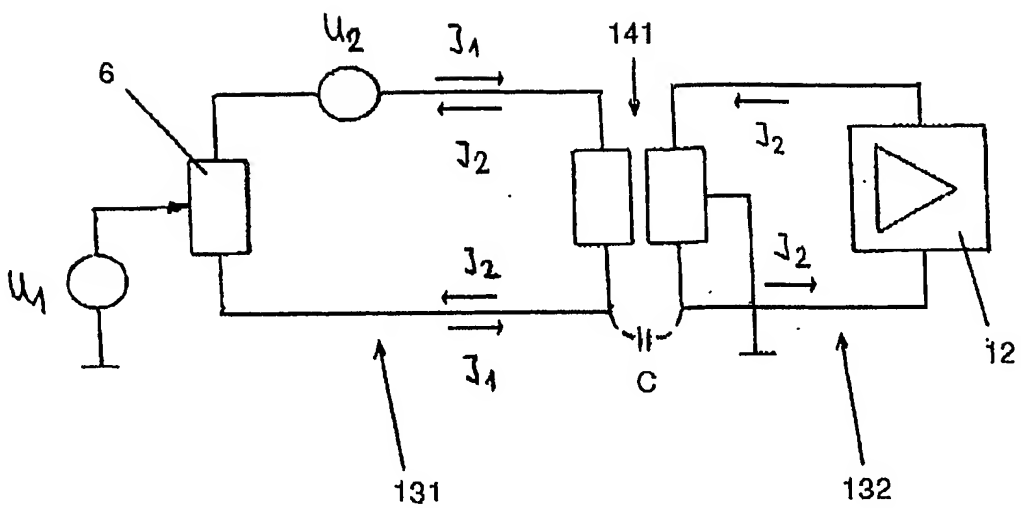


FIG. 3

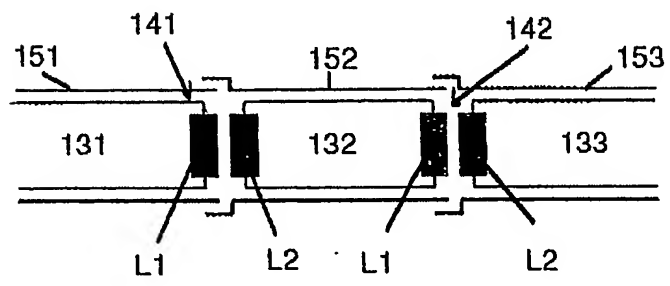


FIG. 4

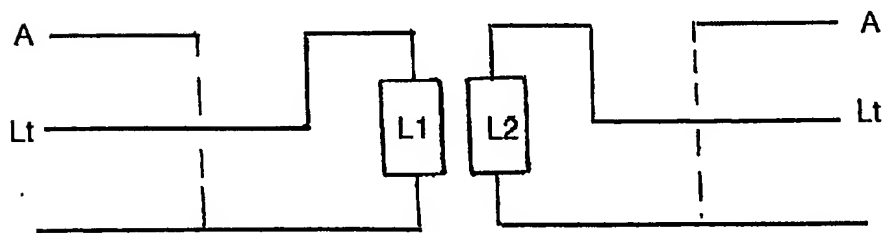


FIG. 5

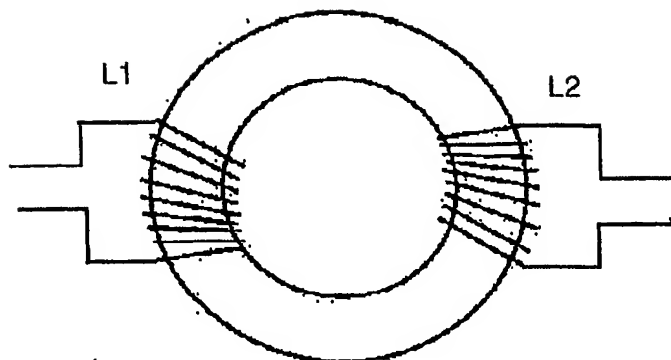


FIG. 6

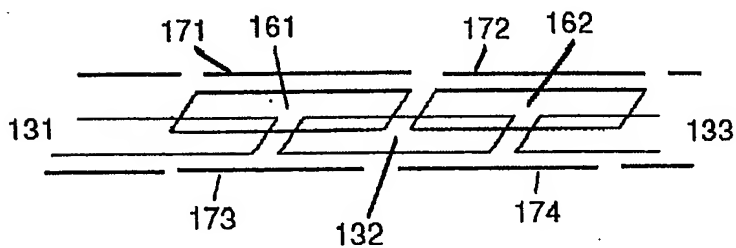


FIG. 7

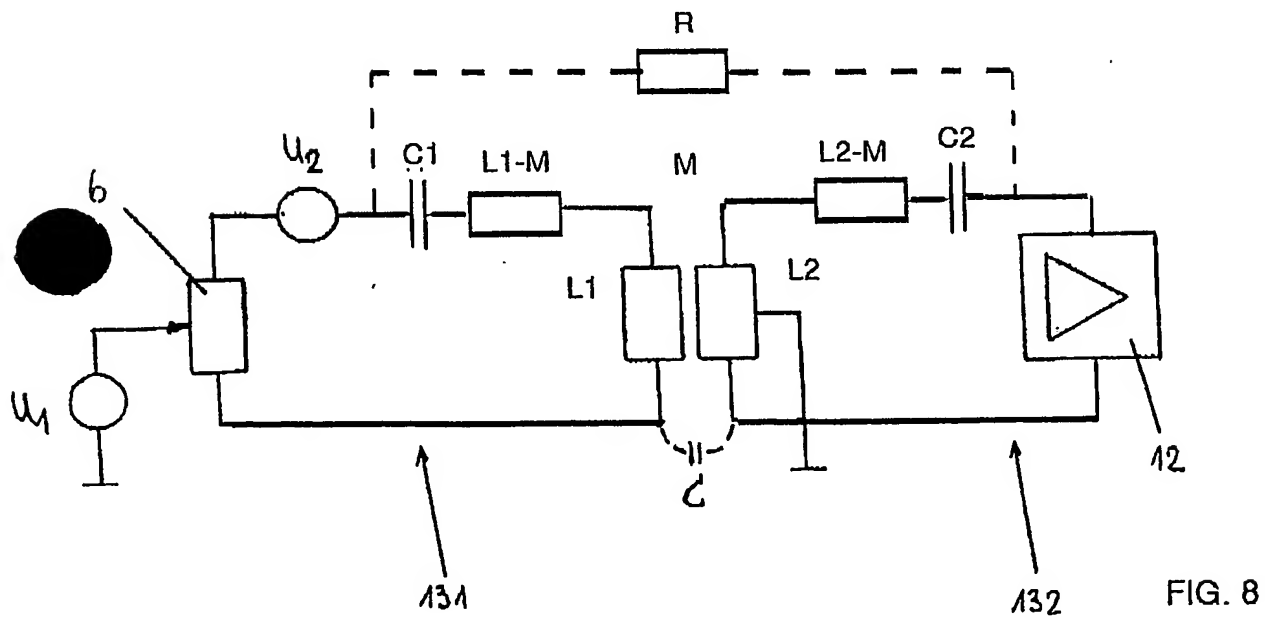


FIG. 8

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**